

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 27 886.5
Anmeldetag: 21. Juni 2002
Anmelder/Inhaber: Dr. med. Dipl.-Ing. Helmut Mückter und Karl Heinz Hildinger, Aachen/DE.
Bezeichnung: Blutpumpe mit einem Impeller
IPC: A 61 M 1/10

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 26. Juni 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "K. Götz", is placed below the typed title "Der Präsident".

A small circular emblem or seal, possibly a stamp, is located at the bottom right of the page.

Liermann-Castell P01663

1

Blutpumpe mit einem Impeller

Die Erfindung betrifft eine Blutpumpe mit einem Impeller. Zur Unterstützung des Herzens oder auch als Ersatz eines Herzens werden verschiedenartigste Pumpen eingesetzt. Diese Pumpen dienen als mechanisches
5 Implantat zur teilweisen Unterstützung oder zum vollständigen Ersatz der Funktion einer oder beider Herzkammern oder zur Förderung des Blutstromes in einem Blutgefäß.

Als Pumpe werden einerseits Membranpumpen mit integrierten Klappenventilen eingesetzt, die mechanisch, hydraulisch oder pneumatisch betrieben werden. Andererseits werden Impellerpumpen verschiedenster Ausführungen mit radialen, halbaxialen bzw. diagonalen oder axialen Laufrädern verwendet. Derartige Pumpen sind in der WO 97/49439 und in der US 4,994,078 beschrieben. Diese Pumpen werden mit unterschiedlichen Kreislaufanschlusstechniken implantiert. Dabei handelt es sich vorwiegend um folgende Grundprinzipien:
10
15

1. Vollständiger Ersatz des Herzens durch ein Pumpensystem.
Hierbei wird das geschädigte Herz entfernt und durch ein mechanisches Kunstherz ersetzt.

2. Bypasssysteme. Hierbei wird das geschädigte Herz in situ belassen und die Blutströmung über Kanülen ganz oder teilweise an einer oder beiden Herzkammern vorbei durch ein intra- oder extrakorporales Pumpsystem geführt.
- 5 3. Intravasale Impellersysteme. Hierbei wird eine kleine Impellerpumpe, welche in eine Kanüle integriert ist, über die Hauptschlagader retrograd durch die Aortenklappe hindurch in die linke Herzkammer geführt. Der Blutstrom wird durch die Impellerpumpe aus der Herzkammer in die Hauptschlagader geleitet.
- 10

Die Art der Ausbildung der Pumpen und deren Einsatz in der Medizintechnik führen jedoch zu unterschiedlichen Problemen.

Thrombembolische Komplikationen: Durch die großen Fremdoberflächen der meisten verfügbaren Systeme und insbesondere der unabdingbar notwendigen Kanülen kommt es auch unter höchstmöglicher medikamentöser Hemmung der Blutgerinnung zur Ausbildung von Blutgerinnseln.

Blutungskomplikationen: Die bei den meisten Systemen erforderliche medikamentöse Hemmung der Blutgerinnung in hoher Dosierung zur Vermeidung thrombembolischer Komplikationen kann ihrerseits wiederum zu schwerwiegenden, lebensbedrohlichen Blutungen führen.

Unzureichende Sicherheit bei Systemausfall: Bei dem aus dem Stand der Technik bekannten Pumpensystemen ist bereits ein sehr kurzzeitiger Ausfall der Pumpe akut lebensbedrohlich.

Entzündungsrisiko: Durch große Oberflächen der verwendeten Pumpen
5 besteht die Gefahr der Ansiedlung von Bakterien auf den Kunststoffoberflächen.

Beeinträchtigung der Herzfunktion durch das Pumpensystem: Die meisten bekannten Pumpensysteme führen bauartbedingt zu einer ungünstigen Beeinflussung der Herzfunktion. Zum einen ist dies auf großvolumige Kanülen
10 zurückzuführen, die das Blut aus dem Vorhof oder der Ventrikelspitze entnehmen, und dort den Blutfluss oder die Funktion der Herzkappen beeinträchtigen. Zum anderem sind dies Kanülen, welche durch die Herzkappen hindurch geschoben werden, und dort die Herzkappensfunktion selbst beeinträchtigen und den freien Strömungsquerschnitt der Herzkappen
15 behindern.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde eine Blutpumpe mit einem Impeller derart weiter zu bilden, dass die Blutpumpe ohne die Verwendung von Kanülen in einem Gefäßabschnitt einsetzbar ist.

Diese Aufgabe wird bei einer gattungsgemäßen Blutpumpe dadurch gelöst, dass sie mindestens eine Gefäßverbindungseinrichtung wie beispielsweise einen Nahtring oder eine Gefäßprothese aufweist.

Liermann-Castell P01663

Die Gefäßverbindungseinrichtung ermöglicht es, die Impellerpumpe direkt mit dem Gefäß zu verbinden, ohne dass Kanülen verwendet werden müssen. Dies ermöglicht den Einsatz der Blutpumpe zwischen zwei Gefäßenden wie beispielsweise nach einer Sektion eines Aortenabschnittes
5 oder im Bereich einer Gefäßgabelung.

Das Pumpensystem ist in der Lage, die Funktion einer oder beider Herzkammern vollständig oder teilweise zu ersetzen. Außerdem wird eine wirksame Druckentlastung in einer oder beiden Herzkammern erzielt, wodurch die Rückbildung einer Dilatation der Herzhöhle oder der Herz-
10 höhlen wirksam unterstützt wird. Die Möglichkeit der Anordnung der Pumpe außerhalb des Herzens führt dazu, dass die Blutströmung durch die Herzhöhlen während der Pumpunterstützung aufrechterhalten werden kann und eine intracavitaire Stase vermieden wird. Dadurch wird einer Gerinnselbildung in den Herzhöhlen entgegengewirkt. Die Ausbildung der
15 Pumpe ermöglicht sogar den Einsatz des Pumpsystems bei implantierten mechanischen Herzklappenprothesen in Aorten- oder Pulmonalposition. Das direkte Anbringen der Gefäßverbindungseinrichtung an der Blutpumpe und der Verzicht auf Kanülen führt zu einer sehr geringen Baugröße der Pumpe und zu minimalen Fremdoberflächen. Dadurch wird das Risiko einer Gerinnselbildung und einer bakteriellen Besiedlung an den
20 Fremdoberflächen so gering wie möglich gehalten. Durch die Reduzierung der mit dem Blut oder Gewebe in Verbindung stehenden Oberfläche

Liermann-Castell P01663

8

werden auch die Kosten für die benötigten hoch biokompatiblen Materialien minimal gehalten.

Darüber hinaus kann die vorgeschlagene Pumpe so implantiert werden, dass sie bei ausreichender Erholung der Herzfunktion auf einfache Art und Weise operationstechnisch entfernt werden kann.

Die Pumpe ist so ausgebildet, dass sie zur Unterstützung der linken Herzkammer in Form eines Pumpenconduits in die Aorta ascendens, zur Unterstützung der rechten Herzkammer in Form eines Pumpenconduits in den Truncus pulmonalis oder in die Pulmonalgabel und zur Förderung des Blutstromes oder zur Druckerhöhung in einem bestimmten Gefäßabschnitt in das zuführende Gefäß implantiert werden kann. Bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit, bei der Dialyse oder zur extrakorporalen Membranoxygenation (ECMO) wird die Blutpumpe in Form eines Pumpenconduits in das diesen Gefäßabschnitt versorgende Hauptgefäß implantiert. Bei der Entlastung einer oder beider Herzkammern ist die Pumpe vorzugsweise so zu implantieren, dass die Funktion der natürlichen Herzkappen (Aorten- bzw. Pulmonalklappe) oder die Funktion einer gegebenenfalls an deren Stelle implantierten Herzkappenprothese durch das implantierte Pumpenconduit nicht beeinträchtigt wird.

Vorteilhaft ist es, wenn die Pumpe in einem Zwischenstück und die Gefäßverbindungseinrichtung am Zwischenstück angeordnet ist. Die Anordnung der Gefäßverbindungseinrichtung direkt am Zwischenstück führt zu

einem kompakten Aufbau der Pumpe und zu einer Reduktion der benötigten Teile. Derartige Zwischenstücke werden auch als Conduit bezeichnet.

Ein besonders kompakter Aufbau wird dadurch erzielt, dass die Länge des Zwischenstücks kürzer als zweimal vorzugsweise 1,5-mal dessen

5 Durchmesser ist. Dies führt dazu, dass bei der Implantation der Blutpumpe nur ein kurzes Aderstück entfernt werden muss, das durch die Blutpumpe ersetzt wird.

Vorteilhaft ist es auch, wenn die Länge der Gefäßverbindungseinrichtung besonders kurz ausgebildet ist, um nur einen kurzen Aderbereich bei der

10 Implantation beschädigen oder entfernen zu müssen. Die Gefäßverbindungseinrichtung sollte vorzugsweise kürzer als der Durchmesser des Zwischenstücks sein.

Ein einfacher Aufbau der Pumpe wird dadurch erzielt, dass sie einen Motor, ein Pumpengehäuse und Leitschaufeln aufweist, wobei die Leitschau-

15 feeln zwischen Motor und Pumpengehäuse angeordnet sind. Die Leitschau-feln können somit den Motor vorzugsweise koaxial zum Pumpengehäuse halten und gleichzeitig eine Leitfunktion auf den durchgeleiteten Blut-strom ausüben.

Die Leitschaufeln sind vorzugsweise derart stabil ausgebildet, dass sie

20 auch bei auftretenden Dralländerungen den Motor sicher im Pumpenge-häuse halten.

Liermann-Castell P01663

10

Zur Stromversorgung des Motors wird vorgeschlagen, dass hierzu erforderliche Kabel oder Metallstifte innerhalb der vorzugsweise als Leitschaufern ausgelegten Stege verlaufen. Dadurch kommen die Stromzuführungsleitungen mit dem Blut nicht in Berührung.

- 5 Vorteilhaft ist es, wenn die Blutpumpe so gestaltet ist, dass bei einem Systemausfall neben der fehlenden Herzunterstützung keine weiteren systembedingten negativen Einflüsse auf den Kreislauf und die Lungenfunktion zu erwarten sind. Um dies zu erreichen wird vorgeschlagen, dass der freie Strömungsquerschnitt zwischen Motor und Pumpengehäuse mindestens 50 %, vorzugsweise mindestens 80 % des freien Strömungsquerschnitts an einem Ende des Zwischenstücks beträgt. Auch bei einem Ausfall der Pumpe kann somit das Blut nahezu ungehindert durch das Conduit fließen, wodurch eine Kreislauffunktion aufrechterhalten bleiben kann.

Ein besonderes Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Pumpe sieht 15 vor, dass sie zwei Motoren, zwei Pumpengehäuse und eine Gehäuseverbindung aufweist. Eine derartige vorzugsweise adaptierbare Verbindungeinrichtung kann bei optimaler Auslegung der Pumpen dazu führen, dass nur geringfügige äußere Drehmomente entstehen.

- Hierzu wird vorgeschlagen, dass die Impeller gegenläufig antreibbar sind.
- 20 Dies kann beispielsweise durch gegenläufig angesteuerte Motoren erreicht werden. Hierbei werden die Massenträgheitsmomente der rotierenden

Teile vorzugsweise so ausgelegt, dass bei dynamischem bzw. pulsatilem Betrieb möglichst kleine äußere Drehmomente resultieren.

Ein anderes Ausführungsbeispiel sieht vor, dass die Blutpumpe ein Pumpengehäuse mit einem Zusatzmotor, welcher eine Masse gegenläufig zum

- 5 Impeller rotierend antreibt, aufweist. Auch hierdurch können die äußeren Momente gering gehalten werden. Ein derartiges Ausführungsbeispiel sieht vor, dass ein weiterer elektromechanischer Antrieb konnektiert ist, welcher eine rotierende Masse gegenläufig und synchron zur Drehrichtung der Rotorwelle der Blutpumpe antreibt, und dessen Massenträgheitsmoment so ausgelegt ist, dass bei einer Dralländerung keine oder nur geringfügige äußere Momente resultieren.

Vorteilhaft ist es, wenn die Blutpumpe ein Pumpengehäuse mit einer Aufhängeeinrichtung aufweist, die es ermöglicht, die Blutpumpe in einem Gewebe, vorzugsweise am knöchernen Brustkorb zu befestigen. Hierzu

- 15 wird vorgeschlagen, dass an das Pumpengehäuse eine vorzugsweise adaptierbare Aufhängeeinrichtung konnektiert wird, welche die Erstellung einer Verbindung zu umliegenden Gewebestrukturen erlaubt, die in der Lage sind, die bei dynamischem oder pulsatilem Betrieb auftretenden Momente aufzunehmen.

- 20 Drei verschiedene Ausführungsbeispiele einer Blutpumpe sind in der Zeichnung dargestellt und werden im folgenden näher erläutert.

Es zeigt

Figur 1 einen Schnitt durch eine in die Aorta ascendens implantierte Blutpumpe,

Figur 2 eine teilweise geschnittene Ansicht einer Blutpumpe mit zwei Pumpengehäusen zur Entlastung beider Herzkammern und

5 Figur 3 eine teilweise geschnittene Ansicht einer Blutpumpe zur Implantation in die Gabelung des Pulmonalisstammes.

Die in Figur 1 gezeigte Blutpumpe 1 ist zwischen der Aortenklappe 2 und der Aorta ascendens 3 implantiert. Hierbei sind die Bereiche des Herzens und die Aorta ascendens 3 mit gestrichelten Linien dargestellt. Vom Herzen 10 ist die linke Herzkammer 4, die Mitralklappe 5 und die Aortenklappe 2 abgebildet.

Mit einem Nahtring 6 ist das als Pumpengehäuse 7 dienende Conduit in sicherem Abstand zur Aortenklappe 2 angenäht. Das gegenüberliegende Ende des Gehäuses 7 ist mittels eines Nahtringes 8 mit der Aorta ascendens 3 verbunden. Für die Implantation der Blutpumpe 1 wurde ein der Größe des Pumpenconduits entsprechendes Segment der Aorta ascendens reseziert. Die Nahringe 6 und 8 dienen somit als Gefäßverbindungseinrichtung bei der Implantation der Blutpumpe 1. Das Pumpenconduit 7 besteht im wesentlichen aus einem Pumpengehäuse 9, einem darin angeordneten Impeller 10 mit halbaxialer bzw. diagonaler Strömungsführung und einem vollgekapselten Motorantrieb 11. Das Motorgehäuse 12 ist in dem Pumpengehäuse 9 mit Stegen 13, 14 fixiert. Diese Stege 13, 14 sind als

Liermann-Castell P01663

13

10

Strömungsleitschaufeln ausgebildet, in denen die Stromzuführung zum Motorantrieb 11 angeordnet ist. Hierfür sind Kabel (nicht gezeigt) vorgesehen, die innerhalb der als Strömungsleitschaufeln geformten Stege 13, 14 verlaufen.

- 5 Grundsätzlich kann jede aus der Strömungsmechanik bekannte Form einer Impellerpumpe mit radialer, halbaxialer oder axialer Strömungsführung und einer entsprechend angepassten Formgebung des Impellers in dem Pumpenconduit 7 verwendet werden. Ebenso können alle für Blutpumpen beschriebenen Arten der Wellenlagerung, der Wellenabdichtung, der Motorgehäuseabdichtung und der Kraftübertragung, insbesondere auch magnetische Kraftübertragung zum berührungsfreien Antrieb des Impellers verwendet werden. Besonders vorteilhaft ist es, wenn der Antrieb des Pumpenconduits 7 durch ein intelligentes System gesteuert wird. Dieses sollte eine Steuerung oder Regelung des arteriellen Blutdruckes und des
- 10 Druckes im Ventrikel aufweisen.
- 15

Des weiteren ist es besonders vorteilhaft, wenn die Steuerung auch einen pulsatilen Betrieb der Impellerpumpe ermöglicht, wobei die Pulsation der Impellerpumpe 1 vorzugsweise mittels Druck- oder EKG-Triggerung an den natürlichen Schlagrhythmus des Herzens adaptiert wird.

- 20 Im dargestellten Ausführungsbeispiel ist die Form des Pumpengehäuses 9 so angelegt, dass durch das zentral gelegene Motorgehäuse 12 keine we-

sentliche Verminderung des freien Strömungsquerschnittes 15 im Sinne einer hämodynamisch relevanten Stenose resultiert.

Im Falle eines Defektes oder im Rahmen einer programmierten Entwöhnsungsphase bei Erholung des Herzens kann die Impellerpumpe 1 ganz 5 oder teilweise abgeschaltet werden. Dabei entstehen außer einer fehlenden oder verminderten Herzunterstützung keine durch das Pumpenconduit 7 verursachten Nachteile für die Kreislauffunktion. Im Falle einer gegebenenfalls angezeigten Explantation der Pumpe 1 wird diese durch ein herkömmliches Gefäßinterponat unter Einsatz der Herz-Lungen-Maschine 10 ersetzt.

Die Figur 2 zeigt den Einsatz einer Blutpumpe mit zwei Gehäusen 20, 21 zur Entlastung beider Herzkammern. Jeweils in den Truncus pulmonalis 22 und die Aorta ascendens 23 ist ein Pumpenconduit 24, 25 in ausreichendem Abstand zu den Herzkappen implantiert. Hierdurch ist es möglich, eine Teilentlastung aber auch eine vollständige Entlastung des Herzens zu erzielen. Um eine ausreichende Durchblutung der Herzkranzgefäße sicher zu stellen, ist es vorteilhaft, die auf der Niederdruckseite des Pumpenconduits 25 im Bulbus der Aorta abgehenden Stämme der Herzkranzgefäße an den Punkten 26 bzw. 27 zentral zu verschließen und zur 15 20 Durchblutung der Herzkranzgefäße Venenbypässe 28 und 29 oder Anastomosen mit einer oder beiden Mammaria-Arterien anzulegen.

Die Pumpenconduits 24 und 25 werden vorzugsweise getriggert pulsatil betrieben. Um äußere Momente zu vermeiden, sind die Pumpenconduits 24 und 25 durch ein anpassbares Gestänge (nicht gezeigt) fest miteinander verbunden. Die Impeller werden mit gegenläufiger Rotation betrieben und

5 die Massenträgheitsmomente aller rotierenden Teile sind so ausgelegt, dass durch die Dralländerung bei der Pumpendynamik keine oder nur sehr geringfügige äußere Momente resultieren.

Dieses Prinzip des aktiven Massenausgleichs ist auch bei Pumpen wie in Figur 1 dargestellt mit lediglich einem Pumpenconduit 7 anwendbar.

10 Hierzu wird an das Pumpenconduit 7 eine mittels Elektromotor (nicht gezeigt) angetriebene rotierende Masse (nicht gezeigt) konnektiert, welche synchron zum Antriebsmotor 11 des Pumpenconduits 7 gegenläufig rotiert und in ihrem Massenträgheitsmoment derart ausgelegt ist, dass durch die Dralländerung bei der Pumpdynamik keine oder nur sehr geringfügige

15 äußere Momente resultieren.

Des weiteren ist es sowohl für die in Figur 1 als auch für die in Figur 2 gezeigte Pumpe vorteilhaft, wenn die Pumpe 1 bzw. 20 durch eine vorzugsweise adaptierbare Aufhängeeinrichtung (nicht gezeigt) an umliegenden Gewebestrukturen, wie etwa dem knöchernen Brustkorb fixiert wird.

20 Die in Figur 3 gezeigte Blutpumpe 30 zeigt eine Gestaltungsvariante eines Pumpenconduits 31, das besonders bei sehr kurzem Truncus pulmonalis zur Unterstützung der rechten Herzkammer geeignet ist. Bei dieser Art

der Gestaltung ist das Pumpenconduit 31 y-förmig aufgebaut. Einstromseitig findet sich ein Nahtring 32, welcher analog zu Figur 2 an den Pulmonalarterienstamm 33 unmittelbar hinter der Pulmonalklappe 34 ange näht wird. Abstromseitig werden die rechte und die linke Lungenschlagader 35 bzw. 36 direkt mit Nahtringen 37, 38 an die Auslaufstutzen 39, 40 des Pumpenconduits 31 angeschlossen. Die Auslaufstutzen 39, 40 münden entsprechend der Rotationsrichtung der Pumpe 30 vorzugsweise exzentrisch in das Pumpengehäuse 41. Die Aufhängung des Antriebsmotors 42 im Pumpengehäuse 41 und die Stromzuführung (nicht gezeigt)

5 zum Antriebsmotor 42 können hierbei zentral, beispielsweise an der Stelle 43 erfolgen. Auf die in Figur 1 gezeigten, als Leitschaufeln ausgebildeten Stege 13, 14 kann bei dieser Art der Gestaltung der Blutpumpe 30 verzichtet werden.

Ein gleichartig aufgebautes Pumpenconduit (nicht gezeigt) mit einem den anatomischen Verhältnissen angepassten Winkel zwischen Auslaufstutzen und dem Pumpengehäuse ist auch zur Implantation an der Aortengabel zu beiden Beckenschlagadern zur Unterstützung des Blutflusses bei arterieller Verschlusskrankheit in der Becken- und Beinregion geeignet, wenn rekonstruktive gefäßchirurgische Maßnahmen allein keinen ausreichenden

15 Erfolg bringen.

Liermann-Castell P01663

14

17

Patentansprüche:

1. Blutpumpe (1, 20, 30) mit einem Impeller (10), *dadurch gekennzeichnet, dass sie mindestens eine Gefäßverbindungseinrichtung (6, 8), wie beispielsweise einen Nahtring oder eine Gefäßprothese, aufweist.*
2. Blutpumpe nach Anspruch 1, *dadurch gekennzeichnet, dass der Impeller in einem Zwischenstück (7) und die Gefäßverbindungseinrichtung (6, 8) am Zwischenstück (7) angeordnet ist.*
3. Blutpumpe nach Anspruch 2, *dadurch gekennzeichnet, dass die Länge des Zwischenstücks (7) kürzer als 2 mal vorzugsweise 1,5 mal dessen Durchmesser ist.*
4. Blutpumpe nach Anspruch 2 oder 3, *dadurch gekennzeichnet, dass die Länge der Gefäßverbindungseinrichtung (6, 8) kürzer als der Durchmesser des Zwischenstücks (7) ist.*
5. Blutpumpe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet, dass sie einen Motor (11), ein Pumpengehäuse (9) und Leitschaufeln (13, 14) aufweist, wobei die Leitschaufeln (13, 14) zwischen Motor (11) und Pumpengehäuse (9) angeordnet sind.*

6. Blutpumpe nach Anspruch 5, *dadurch gekennzeichnet, dass* die Leitschaufeln (13, 14) den Motor (11) im Pumpengehäuse (9) halten.
7. Blutpumpe nach Anspruch 5 oder 6, *dadurch gekennzeichnet, dass* in den vorzugsweise als Leitschaufeln ausgelegten Stegen (13, 14) Metallkabel oder Metallstifte zur Übertragung von elektrischem Strom angeordnet sind.
8. Blutpumpe nach einem der Ansprüche 5 bis 7, *dadurch gekennzeichnet, dass* der freie Strömungsquerschnitt zwischen Motor (11) und Pumpengehäuse (9) mindestens 50 %, vorzugsweise mindestens 80 %, des freien Strömungsquerschnitts an einem Ende des Zwischenstücks (7) beträgt.
9. Blutpumpe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet, dass* sie zwei Motoren, zwei Pumpengehäuse (24, 25) und eine vorzugsweise adaptierbare Verbindungseinrichtung zwischen den Pumpengehäusen aufweist.
10. Blutpumpe nach Anspruch 9, *dadurch gekennzeichnet, dass* die Impeller gegenläufig antreibbar sind.
11. Blutpumpe nach einem der vorhergehenden Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet, dass* sie ein Pumpengehäuse (9) mit einem Zu-

Liermann-Castell P01663

19

16

satzmotor aufweist, welcher eine Masse gegenläufig zum Impeller rotierend antreibt.

5 12. Blutpumpe nach einem der vorhergehenden Ansprüchen, *dadurch gekennzeichnet, dass sie ein Pumpengehäuse (9) mit einer Aufhängeeinrichtung zur Befestigung der Pumpe (1) in einem Gewebe, vorzugsweise am knöchernen Brustkorb, aufweist.*

20

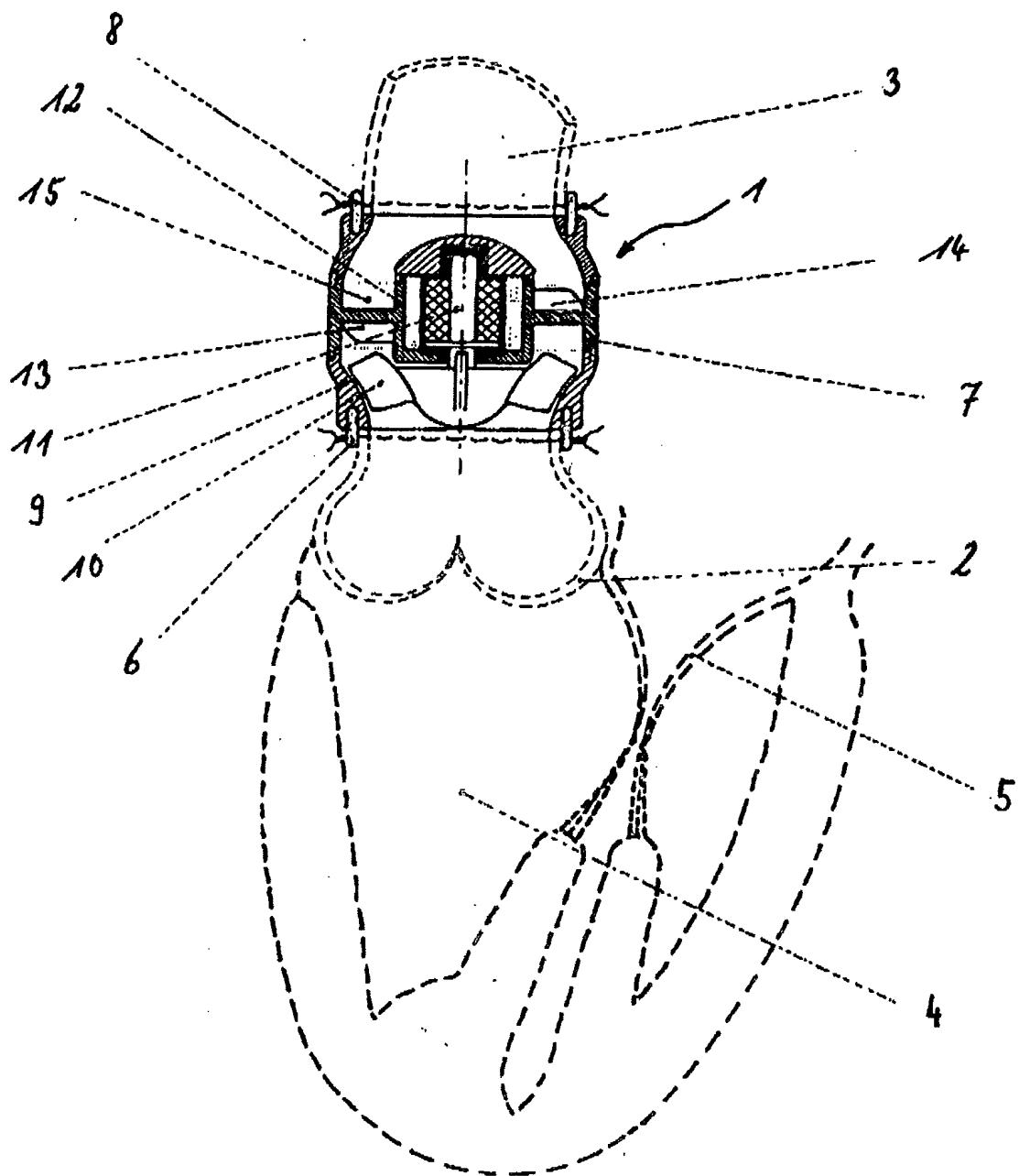


Fig. 1

21

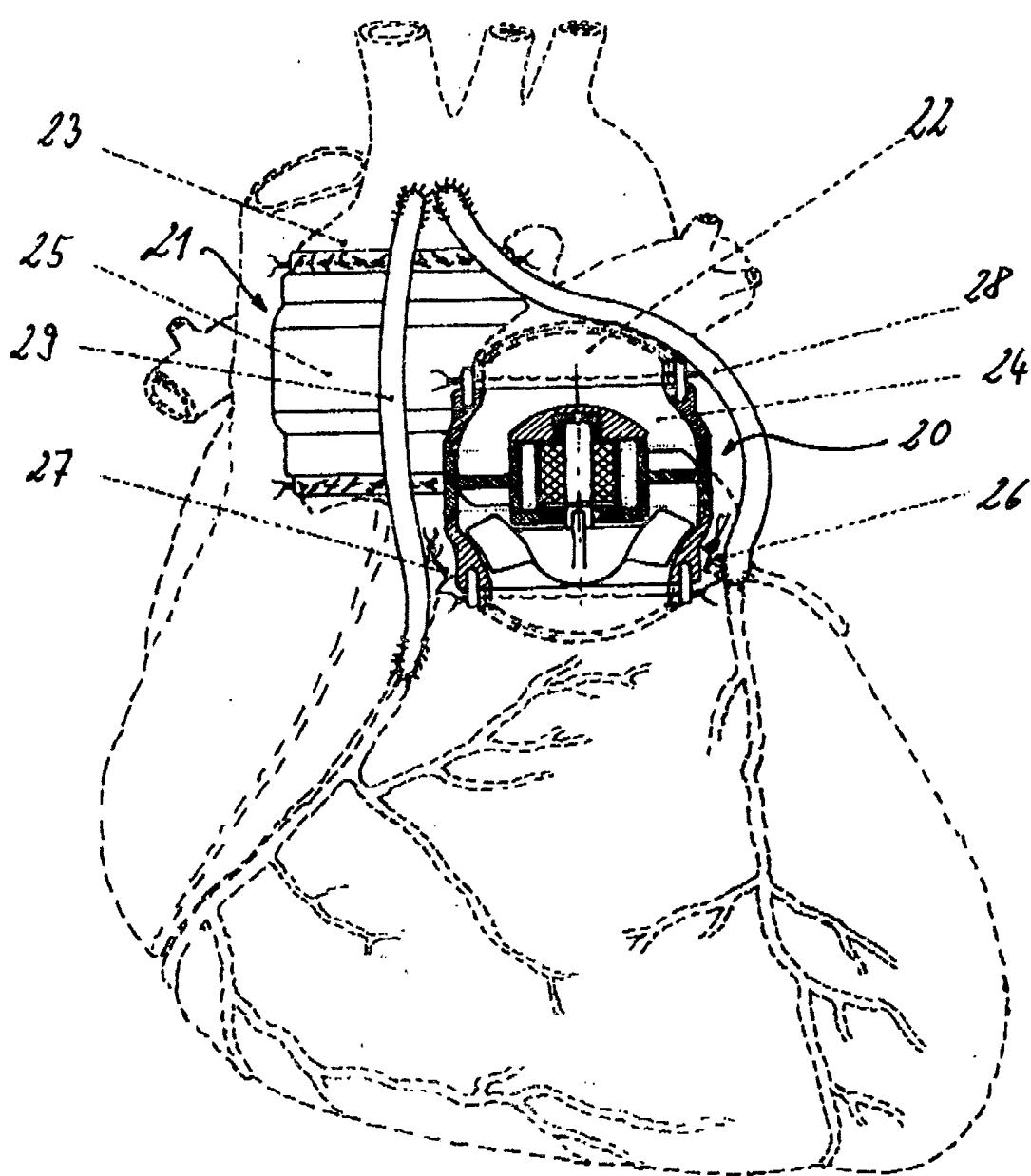


Fig. 2

22

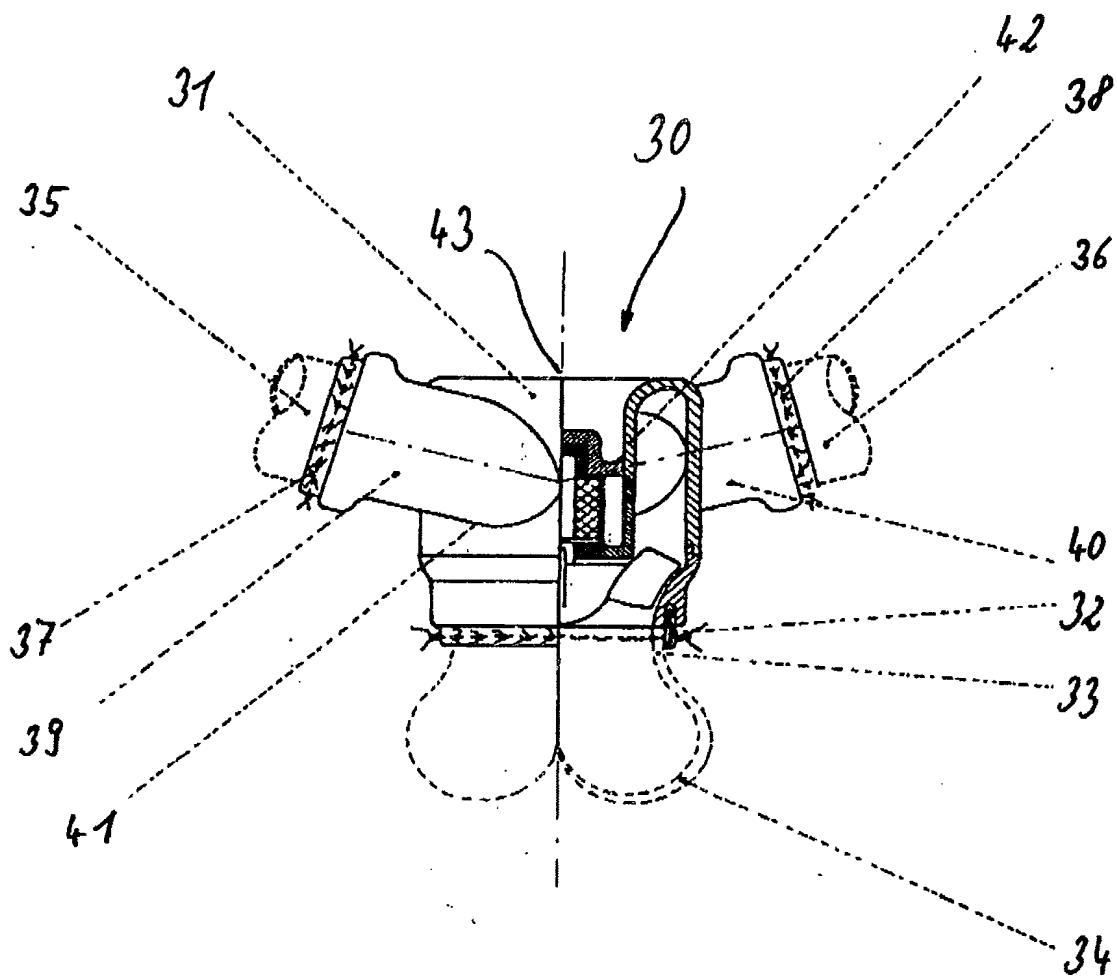


Fig. 3

Liermann-Castell P01663

17

Zusammenfassung

Eine Blutpumpe mit einem Impeller weist mindestens eine Gefäßverbindungseinrichtung, wie beispielsweise einen Nahtring oder eine Gefäßprothese auf. Vorzugsweise ist der Impeller in einem Zwischenstück angeordnet und die Gefäßverbindungseinrichtung am Zwischenstück vorgesehen.

5 Eine derartige Blutpumpe erlaubt eine Implantation in Form eines Pumpenconduits in die Aorta ascendens zur Entlastung der linken Herzkammer, in den Truncus pulmonalis oder in die Pulmonaligabel zur Entlastung der rechten Herzkammer und in sonstige Blutgefäße des Körpers zur Förderung des Blutstromes oder zur Druckerhöhung in einem bestimmten Gefäßabschnitt.

10